

Validación comparativa de un método para la corrección de distorsión en secuencias de video endoscópicas.

I. Oropesa García^{1,2}, P. Sánchez González^{1,2}, A.M. Cano González¹, F. Gayá Moreno¹, J.A. Sánchez Margallo³, M.E. García Regueras¹, F.M. Sánchez Margallo³, E.J. Gómez Aguilera^{1,2}

¹ Grupo de Bioingeniería y Telemedicina, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España
{ioropesa, psanchez, acano, fgaya, megarcia, egomez}@gbt.tfo.upm.es

² Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina, Madrid, España

³ Centro de Cirugía de Mínima Invasión Jesús Usón, Cáceres, España
{jasanchez, msanchez}@ccmijesususon.com

Resumen

El análisis de las secuencias de video del endoscopio cobra gran interés para el desarrollo de aplicaciones de formación y navegación quirúrgica en Cirugía de Mínima Invasión (CMI). Requiere una corrección previa de las distorsiones que introduce la cámara, en especial de la distorsión radial. El objetivo de este trabajo es validar un método de corrección de distorsión en video laparoscópico de forma comparativa con el método de Bouguet, uno de los métodos más valorados y usados por la comunidad científica. Los resultados muestran que el método propuesto es comparable al método de referencia empleado, y que la corrección realizada cubre las necesidades del procesamiento de video endoscópico.

1. Introducción y Antecedentes

La importancia que ha cobrado la CMI en las últimas décadas se ve reflejada en el continuo aumento de procedimientos que se abordan mediante este tipo de técnicas quirúrgicas. Las múltiples ventajas que suponen para el paciente (menor trauma tisular, menor morbilidad, menor estancia hospitalaria y recuperación más rápida) justifican el cambio de paradigma en el entorno quirúrgico, donde se imponen ciertas limitaciones al cirujano debido a la manipulación indirecta de los órganos a través de un monitor bidimensional que muestra la señal captada por el endoscopio [1].

La mejora de los procesos formativos de los cirujanos y el desarrollo de sistemas de cirugía guiada por imagen (CGI) se fundamenta en el análisis del vídeo laparoscópico para el seguimiento del instrumental quirúrgico [2]. La información de la posición 3D de los objetos del escenario quirúrgico puede ser empleada para medir los movimientos de un alumno durante un ejercicio, o para aplicaciones de navegación quirúrgica.

El método de localización descrito por Cano et al. en [3] permite obtener la posición en el espacio de un punto determinado de la herramienta laparoscópica conociendo las dimensiones del instrumental y las características de la óptica del endoscopio. La localización del instrumental requiere de una fase de procesamiento previo en la que se obtienen los bordes del mismo empleando algoritmos para la detección de rectas, tales como la transformada de Hough o de Radon [4].

La dificultad principal de esta metodología radica en las características físicas de la lente de los endoscopios. Típicamente, los endoscopios emplean lentes de gran angular que permiten la visualización de un amplio campo de la escena. Esto hace que las imágenes adquiridas sufran una deformación geométrica, denominada distorsión de barril u ojo de pez, resultando imágenes con una distorsión radial no lineal. Dicha deformación dificulta el proceso de detección de bordes del instrumental, puesto que no aparecen como rectas en la imagen, sino como curvas.

El modelado y corrección de las distorsiones y parámetros de la cámara han sido extensamente tratados en la literatura general. Los primeros modelos de distorsión, presentados por Brown [5] ya distinguen entre dos tipos de distorsiones fundamentales: radial y tangencial (ocasionada ésta última por pequeñas imperfecciones en la lente y en su colocación; su efecto es descrito como el resultado de colocar un prisma delante de la lente). Heikkilä amplía el modelo incluyendo otros parámetros internos como la distancia focal, el centro óptico o el coeficiente de asimetría [6].

La corrección de distorsión en endoscopios se ha centrado principalmente en la componente radial, por ser ésta la principal fuente de deformaciones en la imagen. Smith et al. proponen una caracterización manual a partir de una imagen patrón formada por una retícula de puntos y de la curvatura de la lente [7]. Stefansic aplica a este método una corrección basada en polinomios de Chebysev [8]. Haneish et al. realizan la corrección en base a un modelo de simetría radial empleando coordenadas polares, y estimando las deformaciones en función de ρ [9]. Hsu et al., propone una modificación sencilla de este modelo que incorpora la posibilidad de que el centro óptico pueda no coincidir con el centro de la imagen [10].

En Cano et al. [11] se propuso un método de corrección de distorsión radial automático en vídeos endoscópicos. El objetivo de este trabajo es realizar una comparación entre los modelos de distorsión obtenidos siguiendo esta metodología con el método propuesto por Bouguet en [12], de libre distribución, basado en los modelos de Brown y Heikkilä, y que cuenta con una gran aceptación entre la comunidad científica.

2. Metodología

2.1. Breve descripción de los métodos de calibración

- *Método A:* El método diseñado por los autores define una función de mapeo para realizar una transformación geométrica a los puntos de la imagen distorsionada. Esta función se calcula mediante la comparación de los puntos en una retícula estandarizada, de dimensiones conocidas, con su proyección distorsionada en la imagen. La corrección usa un algoritmo iterativo para extraer la posición de cada punto en la retícula distorsionada y asignarle su nueva posición corregida. Finalmente, la función de mapeo se define como una función polinómica de tercer orden para aproximar el error no lineal entre ambas retículas.
- *Método B (referencia):* El método de Bouguet, basado en los modelos de Brown y Heikillä, ajusta los coeficientes de la siguiente función de mapeo que se define como un polinomio de orden seis:
Sea (x,y) un punto en el espacio de la imagen y sea $r^2 = x^2 + y^2$. Se definen dos componentes para la función de distorsión:

- *Componente radial:*
$$1 + Kc(1)r^2 + Kc(2)r^4 + Kc(1)r^6$$
- *Componente tangencial:*
$$\begin{bmatrix} 2Kc(3)xy + Kc(4)(r^2 + 2x^2) \\ Kc(3)(r^2 + 2y^2) + 2Kc(3)xy \end{bmatrix}$$

La función se calcula en base al método de calibrado de Zhang [13], a partir de una colección de imágenes mostrando una plantilla plana 2D en forma de patrón de ajedrez de dimensiones conocidas, y desde distintas perspectivas. Frente al método propuesto, completamente automático, la metodología de Bouguet requiere de la selección manual de las esquinas del tablero en cada una de las imágenes de la colección.

2.2. Procedimiento

Para la realización del estudio comparativo se tomaron muestras de las imágenes patrón mediante un endoscopio Storz S3 Image1 con una fuente de luz Storz Xenon 300. Las imágenes de entrada tienen una resolución de 720x576 píxeles.

El método A emplea una retícula de 28 por 19 puntos separados 80mm entre sí, grabados en un plano perfectamente perpendicular al eje de la cámara (Figura 1).

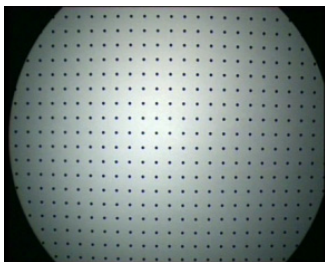


Figura 1. Retícula de puntos para el método A

El método B requiere de la adquisición de imágenes del tablero de ajedrez, desde distintas perspectivas (Figura 2). Las dimensiones del tablero empleadas fueron de 7 por 5 cuadrados de 30mm cada uno. Para el cálculo de la función de mapeo se empleó una colección con 15 imágenes similares.



Figura 2. Patrón de ajedrez para el método B

Para ambos métodos se ha calculado el centro óptico y la función de mapeo de la distorsión. Para cada uno, se han obtenido los vectores de transformación para una rejilla de 30x30 puntos equidistantes, y se ha medido el error obtenido entre ambos métodos.

Las medidas que se han llevado a cabo son las siguientes:

- Comparación de la posición del centro óptico calculado con ambas metodologías.
- Comparación de las funciones de mapeo de ambos métodos.
- Influencia de la distorsión tangencial en las imágenes endoscópicas.

Tanto los métodos de calibración como las pruebas de comparación están implementados en el entorno MATLAB. Para el experimento se ha empleado su Release 2009a.

3. Resultados y Discusión

3.1. Posición del centro óptico

Los resultados para la comparación del centro óptico se resumen en la Tabla 1. Para todas ellas se supone el origen de coordenadas en la esquina superior izquierda de la imagen:

	X (píx.)	Y (píx.)
Centro Óptico (A)	384	214
Centro Óptico (B)	376,7	286,7
Diferencia (píxeles)	7,3	72,7

Tabla 1. Comparación de los Centros Ópticos

Se puede observar un claro desfase en el eje vertical de la imagen. Una posible explicación reside en la manera de calcular el centro óptico en el método A. Este método asume como hipótesis de partida que “en un pequeño entorno alrededor del centro óptico de la imagen la distorsión de la imagen es despreciable” [9], el método presupone que el punto de la retícula cuya distancia a sus nodos adyacentes es máxima en (x,y) es el centro óptico; lo que inherentemente puede añadir un error a la determinación de su posición.

3.2. Comparación de las funciones de mapeo

La Figura 3 muestra el resultado de comparar ambas las funciones de mapeo de las dos metodologías:

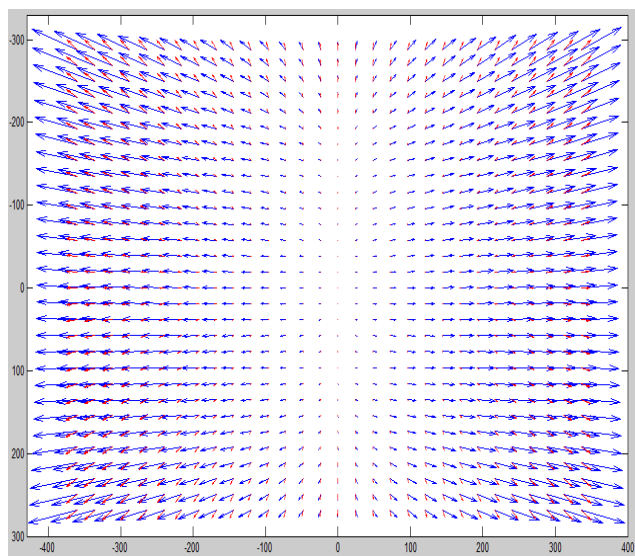


Figura 3. Comparación: En azul, la función de mapeo para el método A; en rojo, la función de mapeo del método B

La comparación entre las dos funciones de transformación muestra un comportamiento muy similar en las regiones centrales de la imagen, donde la diferencia es mínima. A medida que nos alejamos hacia los lados, el método A tiende a una mayor expansión de la imagen, como se puede observar en la Fig. 3. Esta expansión es especialmente aguda en el eje horizontal de la imagen.

Una explicación para este comportamiento se encuentra en la manera en que ambos métodos aproximan la función de distorsión: así, mientras que el método B emplea un polinomio de orden 6, el método A supone una función polinómica de tercer grado, y es por tanto menos exacta. El propio Bouguet reconoce que en cámaras modernas, muchas veces suele ser “innecesario” aproximar por encima de cuatro [10].

Los valores máximos y mínimos de las diferencias pueden observarse en la Tabla 2:

Diferencias (píx)	Máx.	Mín.
X	52,97	0,0068
Y	14,77	0,0075

Tabla 2. Valores máximos y mínimos para la diferencia

El error máximo tiene lugar en los puntos más alejados al centro óptico de la imagen, y tiende a disminuir a medida que nos acercamos al mismo. Hay que reseñar, no obstante, que ambos métodos realizan la transformación respecto al centro óptico, con lo que si trasladamos cada función a la posición que les corresponde en la imagen obtenemos la siguiente comparativa (Figura 4):

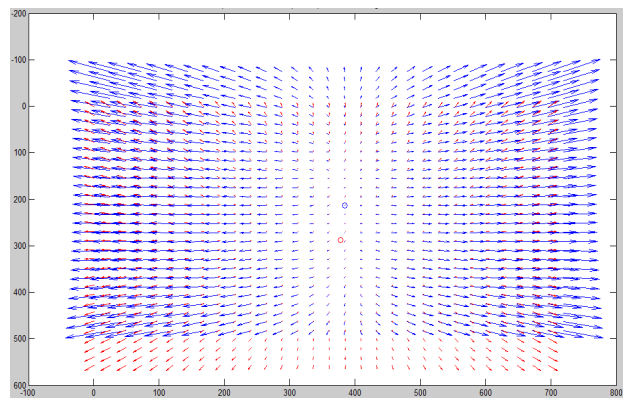


Figura 4. Comparación de la función de mapeo respecto a los centros ópticos

3.3. Influencia de la distorsión tangencial

Puesto que el método A de corrección de distorsión fue diseñado teniendo en mente sólo la componente radial, es interesante conocer gracias al método B si realmente la distorsión tangencial es despreciable para las ópticas laparoscópicas.

Si comparamos los coeficientes de distorsión calculados, podemos observar cómo la componente tangencial es claramente inferior, y por tanto, descartable:

Coeficientes radiales:

$$Kc(1) = -0,135; Kc(2) = 0,1094; Kc(5) = 0.$$

Coeficientes tangenciales:

$$Kc(3) = 0,0046; Kc(4) = 0,053.$$

La función de transformación para la distorsión tangencial se muestra en la Figura 5:

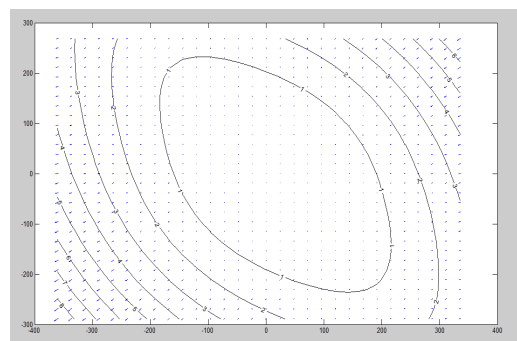


Figura 5. Distorsión tangencial de la imagen

Como podemos observar en la figura, en las regiones centrales de la imagen la distorsión tangencial tiene un valor menor a un píxel, mientras que para regiones más elevadas nunca supera los 10. Por tanto, en comparación con la distorsión radial y con vistas a la aplicación final de detección de rectas, es seguro considerar la componente tangencial despreciable.

3.4. Comparativa de corrección

Observando una imagen de prueba corregida por ambas vías (Figura 6, Figura 7) se observa que, en el caso de emplear la metodología propuesta sufre una expansión, que es más pronunciada en el eje horizontal, como cabe esperar tras el análisis de la función de transformación (el

tamaño final de la imagen es de 881x630 píxeles). Pese a ello, se observa que para ambos métodos los efectos de abombamiento quedan perfectamente corregidos, y que la distorsión tangencial no resulta un factor determinante (nótese como los lados del triángulo coinciden con las rectas definidas por los puntos de la retícula de comparación). Se demuestra así la validez para la corrección de la distorsión de barril en el método propuesto.

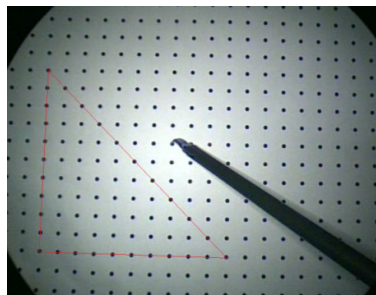


Figura 6. Corrección de distorsión mediante la metodología propuesta

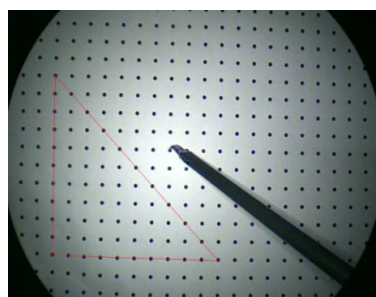


Figura 7. Corrección de distorsión mediante la metodología de Bouguet

4. Conclusiones

La corrección de las distorsiones de las lentes endoscópicas resulta fundamental para los métodos de seguimiento del instrumental basados en vídeo. En el presente trabajo de investigación se ha realizado una comparativa entre dos métodos para la corrección de las distorsiones producidas por distintas cámaras, con vista a su aplicación al análisis de secuencias de vídeo endoscópicas. La comparación ha servido para validar el método de corrección propuesto con la metodología de Bouguet, ampliamente reconocida en la comunidad científica [14].

Este estudio ha demostrado que pese a las simplificaciones adicionales que introduce (como el orden de los polinomios de transformación o la omisión de los efectos de la distorsión tangencial), el método es equiparable en cuanto a sus resultados a los obtenidos mediante la metodología de referencia. Además, cuenta con la ventaja de ser automático; mientras que el método de Bouguet requiere de la indicación manual de las esquinas del patrón de calibración en cada imagen de referencia.

Agradecimientos

Los autores quieren agradecer a todo el personal del Centro de Cirugía de Mínima Invasión Jesús Usón de

Cáceres por su inestimable colaboración. Este trabajo se ha realizado bajo la financiación del Programa de FPU del Ministerio de Ciencia e Innovación.

Referencias

- [1] Cuschieri A. Laparoscopic surgery: current status, issues and future developments. *Surgeon*, 3(3), 2005, pp125-138.
- [2] Sánchez-González P., Oropesa I., Cano AM., Gayá F., Lamata P., Sánchez-Margallo FM., Del Pozo F. and Gómez EJ., Endoscopic video images analysis for surgical training and image-guided surgery. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (WC2009)*; IFMBE Proceedings, vol.25, pp 251-254, September, 2009.
- [3] Cano AM., Sánchez-González P., Sánchez-Margallo FM., Oropesa I., Del Pozo F. Gómez EJ. Video-endoscopic image analysis for 3D reconstruction of the surgical scene. *Lecture Notes in Computer Science*, 5104, pp. 191-6.
- [4] Vara I., Cano AM., Sánchez-González P., Gómez EJ., Detección y seguimiento del instrumental quirúrgico en vídeo laparoscópico., *XXV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2007)*, Cartagena (Murcia), pp. 507-510, Noviembre, 2007.
- [5] Brown DC., Close-Range Camera Calibration. *Photogrammetric Engineering*, pp. 855-866, Vol. 37, No. 8, 1971.
- [6] Heikkilä J., Silven O., A Four-step Camera Calibration Procedure with Implicit Image Correction. *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR 1997)*, San Juan, Puerto Rico, pp.1106-1112.
- [7] Smith WE., Vakil N., Maislin SA.: Correction of distortion in endoscope images. *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 11, pp. 117-122, 1992
- [8] Stefansic JD., Herline AJ., Chapman WC., Galloway RL. Endoscopic tracking for use in interactive image guided surgery. *SPIE Med. Imag., Image Display*, pp. 208-215, 1998.
- [9] Haneish H., Miyake Y., Distortion compensation of electronic endoscope image. *IEEE Conf. Rec. of Medical Image Conf*, vol. 3, pp. 1717-1721, 1994.
- [10] Hsu CH., Miaou SG., Chang FL., A distortion correction method for endoscope images based on calibration patterns and a simple mathematic model for optical lens. *Biomed. Eng. Appl, Basis Comm.*, vol. 17, pp- 309-318, 2005.
- [11] Cano AM., Gayá F., Vara I., Sánchez-Margallo F., Gómez EJ., Corrección geométrica de la distorsión de barril en imágenes de vídeo endoscópico. *XXV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB 2007)*, Cartagena (Murcia), pp. 108-111, Noviembre, 2007.
- [12] Bouguet JY. Camera Calibration Toolbox for Matlab. http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/index.html (Consultada: Julio 2010).
- [13] Zhang Z. A flexible new technique for camera calibration. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*, vol 22, sup 11, 2000, pp 1330-4.
- [14] Google Académico: Camera Calibration Toolbox. http://scholar.google.es/scholar?cites=9210482018835071765&hl=es&as_sdt=2000 (Consultada: Julio 2010).